

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-280644
 (43)Date of publication of application : 29.10.1996

(51)Int.Cl. A61B 5/04
 A61B 5/044

(21)Application number : 08-072499 (71)Applicant : SIEMENS AG
 (22)Date of filing : 27.03.1996 (72)Inventor : BRUDER HERBERT
 KILLMANN REINMAR

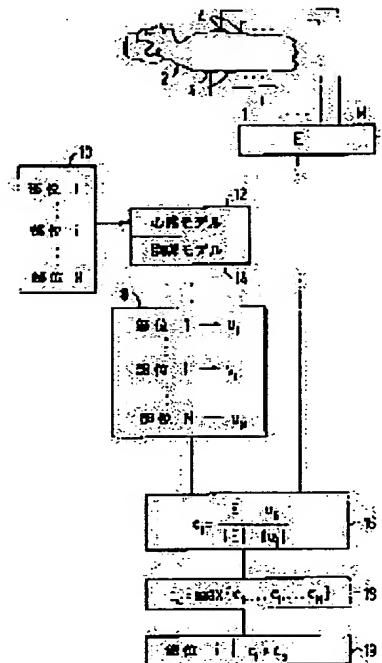
(30)Priority
 Priority number : 95 19511532 Priority date : 29.03.1995 Priority country : DE

(54) DETERMINATION OF SITE OF ELECTRICAL HEART ACTIVITY

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To localize a site of electric heart activity extremely accurately and rapidly by determining a comparison using a heart model embedded in a thorax model.

SOLUTION: Body surface potentials generated by the heart activity are measured by using electrodes 4 attached to a front and back body surface of a patient 2, and values are stored in a data collecting step portion 6 in time order of sampled signals. To a data bank 8, comparison values are stored, the comparison values show characteristics of comparison surface potentials arising from electric comparison heart activity corresponding to the measured body surface potentials. The electrical comparison heart activity is formed through a heart model 12, the heart model 12 is embedded in a thorax model 14, so that the comparison surface potentials are determined.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision]

of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-280644

(43)公開日 平成8年(1996)10月29日

(51)Int.Cl.⁶

A 61 B 5/04
5/044

識別記号

府内整理番号

F I

A 61 B 5/04

技術表示箇所

A
314J

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全5頁)

(21)出願番号 特願平8-72499

(71)出願人 390039413

(22)出願日 平成8年(1996)3月27日

シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT

(31)優先権主張番号 19511532.5

ドイツ連邦共和国 ベルリン 及び ミュンヘン (番地なし)

(32)優先日 1995年3月29日

(72)発明者 ヘルベルト ブルーダー

(33)優先権主張国 ドイツ (DE)

ドイツ連邦共和国 ヘヒシュタット マイゼンシュトラーセ 3

(72)発明者 ラインマール キルマン

ドイツ連邦共和国 フォルヒハイム クロイルシュトラーセ 16デー

(74)代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

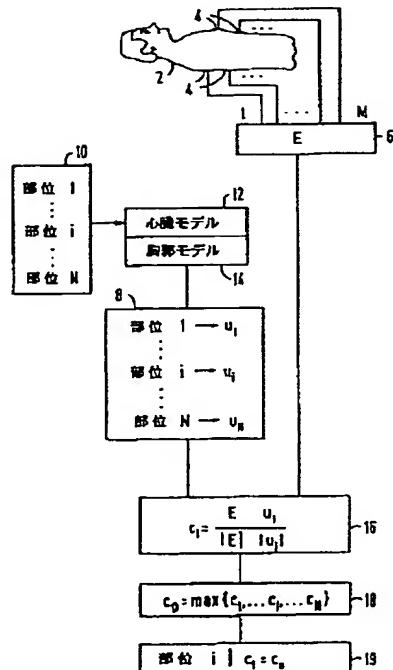
(54)【発明の名称】 心臓の電気的活動の部位決定方法

(57)【要約】

【課題】 極めて精確且つ高速に部位決定できる心臓の電気的活動の部位決定方法を提供すること。

【解決手段】 比較値を胸郭モデル内に設けた心臓モデルを用いて求める。

【効果】 多数の患者を検査せずに、申し分ない狭さの空間スキャン領域内に比較心臓の電気的活動を配列して、その比較心臓の電気的活動に属する比較値を求めることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 心臓の電気的活動の部位決定方法であつて、多チャンネル測定装置(4, 6)を用いて、前記心臓の電気的活動によって生じた体表面電位が複数の測定点で測定されて、前記各測定点の前記体表面電位の特徴を示す値が記憶され、前記体表面電位の特徴を示す値がデータバンク(8)内に記憶されている比較値と比較され、その際、前記比較値は、前記心臓での部位が分かっている比較心臓の電気的活動に起因する比較表面電位を示しており、前記心臓の電気的活動の比較値が、前記体表面電位の特徴を示す値と共に極めて大きな類似性を有している、前記比較心臓の電気的活動の部位は、前記心臓の電気的活動の部位決定結果として送出される方法において、比較値を、胸郭モデル(14)内に設けた心臓モデル(12)を用いて求めるようにしたことを特徴とする心臓の電気的活動の部位決定方法。

【請求項2】 比較のために、体表面電位の特徴を示す値と各比較心臓の電気的活動の比較値との正規化相関係数(16)を形成し、その際、比較心臓の電気的活動の比較値が前記体表面電位の特徴を示す値と共に極めて大きな相関係数を形成する前記比較心臓の電気的活動の部位を、部位決定結果として送出する請求項1記載の部位決定方法。

【請求項3】 比較を、体表面電位でのQRS群に制限する請求項1又は2記載の部位決定方法。

【請求項4】 体表面電位の特徴を示す値は、各測定点での体表面電位の時間特性を示す請求項1~3までのいずれか1記載の部位決定方法。

【請求項5】 時間特性の離散値から、測定値ベクトル(6)の測定点成分の体表面電位を形成し、比較心臓の電気的活動の各部位(10)に対して、相応の比較ベクトルを設け、前記測定値ベクトルを各比較ベクトルと比較し、前記両ベクトルの各値を正規化した、前記両ベクトルのその都度一つのスカラ積を形成し、比較心臓の電気的活動の比較ベクトルと測定値ベクトルとが、極めて大きな正規化スカラ積を形成する比較心臓の電気的活動の部位を、部位決定結果として送出する請求項4記載の部位決定方法。

【請求項6】 比較表面電位の離散的時間特性から、心臓での部位が分かっている比較心臓の電気的活動に起因する固有ベクトルを減算し、測定点で測定された体表面電位の離散的時間特性を前記固有ベクトルに応じてスペクトル分析した結果を示す、体表面電位の特徴を示す値の測定展開係数を形成し、比較表面電位の離散的時間特性のスペクトル分析の結果である比較値の比較展開係数を形成する請求項1~3までのいずれか1記載の部位決定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、心臓の電気的活動

の部位決定方法であつて、多チャンネル測定装置を用いて、前記心臓の電気的活動によって生じた体表面電位が複数の測定点で測定されて、前記各測定点の前記体表面電位の特徴を示す値が記憶され、前記体表面電位の特徴を示す値がデータバンク内に記憶されている比較値と比較され、その際、前記比較値は、前記心臓での部位が分かっている比較心臓の電気的活動に起因する比較表面電位を示しており、前記心臓の電気的活動の比較値が、前記体表面電位の特徴を示す値と共に極めて大きな類似性を有している、前記比較心臓の電気的活動の部位は、前記心臓の電気的活動の部位決定結果として送出される方法に関する。

【0002】

【従来の技術】 冒頭に挙げた形式の方法は、SippensGroenewegen 他の論文(表題:"Localization of the Site of Origin of Postinfarction Ventricular Tachycardia by Endocardial Pace Mapping", Circulation, Vol. 88, No. 5, Part 1, 1993年11月発行、2290~2306頁から公知である。心臓の電気的活動(興奮)による体表面電位(活動電位)は、胸郭表面での62個の電極を用いて同時に検出される。信号は、QRS群に関して積分される。それから、特徴値として、前述のように積分された測定値が、公知の部位の比較心臓の電気的活動に起因する相応の比較信号と比較される。部位決定結果として、比較値が特徴値と最も良く一致するような比較心臓の電気的活動の部位が送出される。

【0003】 SippensGroenewegen 他の論文(表題:"Body Surface Mapping of Ectopic Left and Right Ventricular Activation", Circulation, Vol. 82, No. 3, 1990年9月発行、879~896頁には、比較心臓の電気的活動の比較値の形成の仕方について、詳細に示されている。それによると、健康人に多電極装置を装着して、刺激カテーテルにより心臓内で発生した比較表面電位が測定される。カテーテルの部位は、バイプラナーシネラジオグラフ法を介して決定される。非常に多数の比較心臓の電気的活動と、それに属する部位決定用の比較体表面電位との関係付けは、健康な人と病気の患者とで必要な測定のために非常にコスト高である。

【0004】 Killmann 他の論文(表題:"Three-dimensional computer model of the entire human heart for simulation of reentry and tachycardia: gap phenomenon and Wolff-Parkinson-White syndrome", Basic Research in Cardiology, Vol. 86, 1991年発行、485~501頁から、正常及び病的なEKGデータのシミュレーション用コンピュータモデルが公知である。心臓モデルでは、心臓が、心臓生理学に相応して関連付けられる複数ボクセルに分割されている。各ボクセルには、電気生理学的のパラメータが配属されている。殊に、パラメータとして、刺激伝搬速度、不応答時間、電気的活動電位形状がボクセルに配属されている。それらのパラメータは、生理学

的に意味がある範囲内で自由に選定することができる。洞結節の刺激に基づいて、それに続いて刺激が伝搬された場合、個別のボクセルは、それに属する電気生理学的パラメータに応じて電気的活動する。刺激の伝搬は電界を伴ない、その電界は、体表面電位から算出できる。このようなボクセルは、約2.5mmの拡がりを有している。

【0005】比較表面電位の算出方法は、Boemmel 他の論文 "Boundary Element Solution of Biomagnetic Problems", IEEE Trans. Magn. MAG-29, 1993年、1395~1398頁に記載されている。修正されたBoundary-Element-方法を用いて、心臓モデルから生じた電気的な値が、胸郭モデルでの体表面電位分布の算出のために利用される。

【0006】例えば、Wold他の論文 "Principal Component Analysis" Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems, Vol. 2, 1987年発行、37~52頁に記載されているような、主要構成要素分析方法は、大データ量の、特徴を示す情報内容を低減するのに利用することができる。

【0007】ドイツ連邦共和国特許公開第4307545号公報には、生物の心臓内の虚血乃至梗塞の位置乃至拡がりを特定するための装置及び方法が開示されている。そこでは、EKG測定値がニューロン網に供給される。このニューロン網は、記述の心臓モデルを用いて相応にトレーニングされていて、EKGデータから病変の位置乃至拡がりデータを出力する。しかし、部位決定の課題解決に適したニューロン網を実際に準備するためのコストは極めて高い。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、極めて精確且つ高速に部位決定できる心臓の電気的活動の部位決定用の方法を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】この課題は、本発明によると、比較値を胸郭モデル内に設けた心臓モデルを用いて求めるようにしたことにより解決される。

【0010】

【発明の実施の形態】有利な構成では、比較のために、体表面電位の特徴を示す値と各比較心臓の電気的活動の比較値との正規化相関係数を形成し、その際、比較心臓の電気的活動の比較値が前記体表面電位の特徴を示す値と共に極めて大きな相関係数を形成する前記比較心臓の電気的活動の部位が部位決定結果として送出される。比較すべき機能の正規化相関係数は、部位決定の課題解決のために十分な程度の類似性を有している。例えば、振幅に差異があつても(それ以外同じ信号特性でも)、この類似性の程度は、何等影響を及ぼされない。

【0011】別の有利な構成では、比較は体表面電位でのQRS群に制限される。心臓の病理学上の電気的活動は、主として、QRS群において体表面電位の特性に影響を与える。

【0012】別の有利な構成では、体表面電位の特徴を示す値は、各測定点での体表面電位の時間特性を示す。その際、確かに、極めて多数の特性値を相当数の比較値で相互に補正する必要があるが、しかし、比較表面電位の時間経過特性は、胸郭モデルの幾何学的形状の差異に對して余り応動しない。従って、選定された胸郭モデルの患者の解剖学的偏異が、部位決定結果の精度に影響を及ぼすことは余りない。

【0013】特に有利な構成では、時間特性の離散値から、測定値ベクトルの測定点成分の体表面電位が形成され、比較心臓の電気的活動の各部位に対して、相応の比較ベクトルが設けられ、前記測定値ベクトルが各比較ベクトルと比較され、前記両ベクトルの各値を正規化した、前記両ベクトルのその都度一つのスカラ積が形成され、比較心臓の電気的活動の比較ベクトルと測定値ベクトルとが、極めて大きな正規化スカラ積を形成する比較心臓の電気的活動の部位が部位決定結果として送出される。

【0014】別の、特に有利な構成によると、データ整理(低減)は、比較表面電位の離散的時間特性から、心臓での部位が分かっている比較心臓の電気的活動に起因する固有ベクトルを減算し、測定点で測定された体表面電位の離散的時間特性を固有ベクトルに応じてスペクトル分析した結果を示す、体表面電位の特徴を示す値の測定展開係数を形成し、比較表面電位の離散的時間特性のスペクトル分析の結果である比較値の比較展開係数を形成するようにして達成される。

【0015】

【実施例】次に、本発明について、2つの図を用いて説明する。図1には、部位決定方法の第一の実施例について略示されており、図1では、患者2の上体が示されており、上体の前側及び後ろ側の、例えば、 $M = 64$ カ所の部位に付けられた電極4を用いて、心臓の電気的活動により生じた体表面電位が測定されている。ここでは、測定信号特性のうち QRS 群が評価される。というのは、病理学的所見の多くは、異常なQRS信号から分かることである。各電極4又は各測定チャンネルの測定値がサンプリングされ、その際、ここでは、500 Hz のサンプリング周波数の場合、典型的には、凡そ $K = 50 \sim 60$ 個の QRS 信号値が発生する。この値は、測定値ベクトル E の成分とみなされる。従って、測定値ベクトル E は、 $L = M \times K = 64 \times 50$ 個の構成要素を有しており、例えば、信号がサンプリングされる時間順序で、データ採取ステップ部6に充填乃至記憶される。例えば、測定値ベクトル E の第一の構成要素は、第一のサンプリング時点での測定チャンネル1の電位値に相応し、第二の構成要素は、第一のサンプリング時点での測定チャンネル2の電位の測定値に相応する、等である。

【0016】データバンク8には、比較値 u_i が記憶されている。比較値 u_i は、測定された体表面電位に相応

して、比較心臓の電気的活動(その、心臓内での部位10は分かっている)の比較表面電位の特徴を示す。データバンク8は、 $i = 1 \sim i = N = 244$ の比較表面電位(比較心臓の電気的活動の凡そ 0.75 cm ~ 1cm の心臓モデル内のスキャン間隔に相応する)を有している。比較心臓の電気的活動(それに属する比較表面電位を有している)は、心臓モデル12(冒頭に既述した Killmann他の論文に記載されている)を介して形成される。心臓モデル12は、胸郭モデル14内に包含されているので、それにより、比較表面電位を算出することができるようになる。適切な胸郭モデルは、冒頭に述べた Boemmel 他の論文から公知である。胸郭モデル14内の心臓モデル12から比較表面電位を測定することの利点は、ほぼ任意の密度で、比較心臓の電気的活動の部位が変わって、その比較心臓の電気的活動に属する比較表面電位を算出することができる点にある。比較心臓の電気的活動の部位の密度は、例えば、病理学的な観点により決めることができる。比較表面電位の算出の場合、比較表面電位が算出される点の配置は、多チャンネル測定装置の電極4の実際の配置と一致しているという点に注意すべきである。

【0017】相関ステップ16を介して、比較心臓の電気的活動の各部位 $i = 1 \sim i = N$ に対して、正規化された相関係数 c_i が形成され、この相関係数 c_i は、値が正規化された比較電位値 $u_i / |u_i|$ と、値が正規化された測定値ベクトル $E / |E|$ とのスカラー積を示す。総て正規化された相関係数 c_i である場合、最大相関係数 c_0 がサーチステップ18でサーチされる。相関係数 c_0 に属する比較心臓の電気的活動の部位は、測定値ベクトル E に基づく心臓の電気的活動の部位決定結果を示す。出力ユニット19は、サーチされた比較心臓の電気的活動の部位を部位決定結果として送出する。

【0018】比較値 u_i 並びに測定値 E のデータ整理は、図2の機能ブロックに示されているように、主成分分析(principal component analysis)方式によりベクトル u_i 及び E をスペクトル分析することによって行われる。その際、データバンク8内に記憶されている比較表面電位 u_i を有するマトリックス X から開始される。マトリックス X に対して、特異値分析20が実行され、その結果、マトリックス X は、次のようなマトリックス積として示される。

【0019】 $X = USV^T$

その際、 U は、固有ベクトル XX^T を有する対角線 $L \times L$ マトリックスであり、 V は、固有ベクトル $X^T X$ を有する対角線 $N \times N$ マトリックスであり、その際、 $V^T = (V_1, \dots, V_N)$ である。 S は、特異値の $L \times L$ マトリックスである。

【0020】 $P = US$ と定義すると、

$$X = PV^T$$

となる。

【0021】 $L \times N$ マトリックス $P = (P_1, \dots, P_N)$ は、信号空間 XX^T (いわゆる主成分である)の N 個の固有ベクトルを有している。信号ベクトル u_i のスペクトル分析は、次の通りとなる。

【0022】

【数1】

$$u_i = \sum_{l=1}^N V_{il} \times P_l ; (1 \leq i \leq N).$$

【0023】測定値ベクトル E は、スペクトル分析に応じて決められる。そのために、信号空間 XX^T の N 個の固有ベクトルのマトリックス P の一般化された反転又はMoore Penrose 反転 P^+ が形成されなければならない。その際、測定展開係数 a は、相応にマトリックス乗算24を介して次のように形成される。

【0024】 $a = P^+ E$ 相関ステップ16を介しての比較は、図1を用いて既述したように行われ、その際、ここでは、測定値ベクトル E の測定展開係数 $a / |a|$ と、

20 正規化された比較展開係数 $V / |V_i|$ とのスカラー積 c_i が形成される。それにより、最大相関係数 c_0 がサーチされる。それから、それに所属の比較心臓の電気的活動の部位が部位決定結果として送出される。

【0025】

【発明の効果】本発明の方法により、多数の患者を検査せずに、申し分ない狭さの空間スキャン領域内に比較心臓の電気的活動を配列して、その比較心臓の電気的活動に属する比較値を求めることができる。その際、比較値は、データバンクのような構造体内に記憶することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】空間-時間的相関が形成される部位決定方法の第一の実施例を示す図。

【図2】固有ベクトルへのスペクトル分析の結果を示す展開係数の相関が形成される部位決定方法の第二の実施例を示す図である。

【符号の説明】

2 患者

4 電極

40 6 データ採取ステップ

8 データバンク

10 部位

12 心臓モデル

14 胸郭モデル

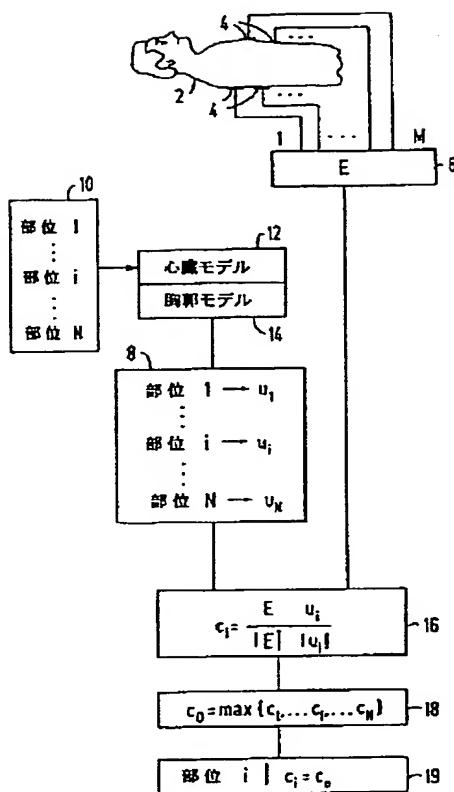
16 相関

18 サーチステップ

19 出力ユニット

20 特異値分析

【図1】



【図2】

